

541,440

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
19 août 2004 (19.08.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2004/070420 A2**

- (51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **G01T**  
(21) Numéro de la demande internationale : **PCT/FR2004/000005**  
(22) Date de dépôt international : 6 janvier 2004 (06.01.2004)  
(25) Langue de dépôt : français  
(26) Langue de publication : français  
(30) Données relatives à la priorité :  
03/00100 7 janvier 2003 (07.01.2003) **FR**  
(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) :  
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE -CNRS-** [FR/FR]; 3, rue Michel Ange,

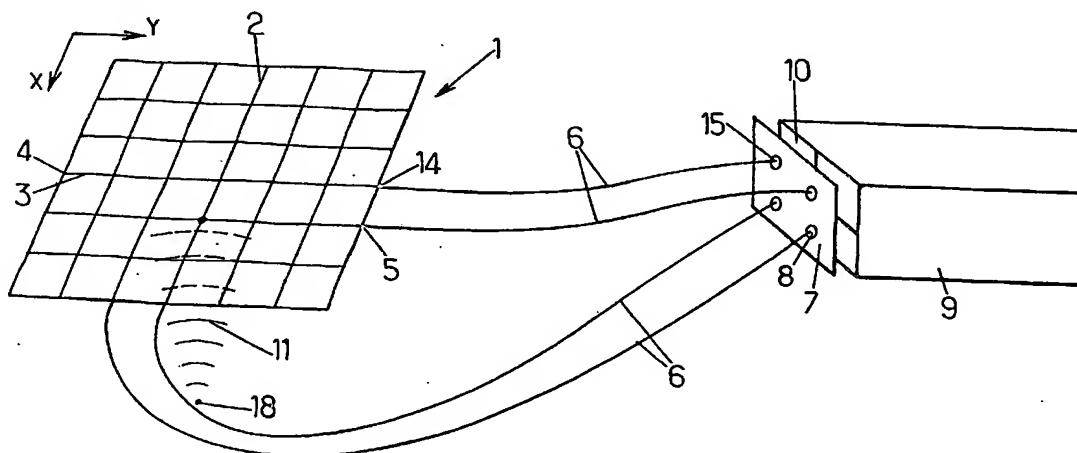
F-75013 Paris (FR). **UNIVERSITE LOUIS PASTEUR** [FR/FR]; 4, rue Blaise Pascal, F-67000 Strasbourg (FR). **HOPITAUX UNIVERSITAIRES DE STRASBOURG** [FR/FR]; 1, place de L'Hôpital, B.P. 426, F-67091 Strasbourg Cedex (FR).

- (72) Inventeurs; et  
(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **GUYON-NET, Jean-Louis** [FR/FR]; 4, rue des Lilas, F-67120 Sultz-Les-Bains (FR). **CAILLERET, Josian** [FR/FR]; 11, rue des Cerisiers, F-67204 Achenheim (FR). **MERTZ, Luc** [FR/FR]; 27, rue des Manteaux Rouges, F-67270 Hochfelden (FR). **STAUB, Denis** [FR/FR]; 13, rue Curie, F-67200 Strasbourg (FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: RADIO-TRANSPARENT REAL-TIME DOSIMETER FOR INTERVENTIONAL RADIOLOGICAL PROCEDURES

(54) Titre : DOSIMETRE TEMPS REEL RADIO-TRANSPARENT POUR LES PROCEDURES RADIOLOGIQUES INTERVENTIONNELLES



(57) Abstract: A method for real-time measurement of a dose of radiological radiation absorbed by a region to be inspected and which is subjected to a flow of radiological radiation. Said method comprises the following steps consisting in (a) detecting the incident radiation (11) incident at at least one point of the region to be inspected with the aid of at least one first measuring fiber optic beam (2) containing at least one fiber placed in said region to be inspected and adapted in such a way that it can generate a light signal when it receives radiological radiation; 2) measuring said light signal outside the region to be inspected after transmission along the measuring fiber optic; and (c) determining the dose of radiological radiation received by said measuring fiber optic from the light signal.

(57) Abrégé : Procédé de mesure en temps réel d'une dose de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant les étapes consistant à (a) détecter le rayonnement (il) incident en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'au moins un premier faisceau de fibres optiques de mesure (2), contenant au moins inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, (b) mesurer ledit signal lumineux

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/070420 A2



(74) Mandataires : BURBAUD, Eric. etc.; Cabinet Plasseraud, 65/67, rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).

BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(81) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible*) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

**Déclaration en vertu de la règle 4.17 :**

— *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv)) pour US seulement*

**Publiée :**

— *sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport*

(84) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible*) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT,

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

DOSIMETRE TEMPS REEL RADIO-TRANSPARENT POUR LES PROCEDURES  
RADIOLOGIQUES INTERVENTIONNELLES

La présente invention est relative à un procédé de mesure en temps réel de la dose de rayonnements radiologiques reçue par une région soumise à un flux de rayonnements radiologiques.

Il est important de connaître en temps réel la dose cutanée reçue par un patient lors d'examens, par exemple lors d'examens de radiologie vasculaire, ou lors d'examens de cardiologie interventionnelle, car l'irradiation cutanée peut provoquer des effets dermatologiques irréversibles qui ne sont pour l'instant constatés qu'a posteriori.

Le document EP 1 167 999 décrit un dosimètre temps réel basé sur une matrice de détecteurs au silicium. Ce dosimètre permet une cartographie de la dose reçue grâce au traitement du signal fourni par chacune des cellules de la matrice du détecteur, mais n'est efficace que pour des énergies de l'ordre du méga électron volt (MeV), seuil d'énergie qui reste bien supérieur aux énergies utilisées lors d'examens radiologiques classiques. Pour les procédures de radiologie classiques, le document WO 00/62 092 décrit un dosimètre relié par une fibre optique à un détecteur. Ce dosimètre permet de déterminer pour une zone localisée très précisément, une dose de rayonnement reçue en cette zone localisée. Néanmoins, ce dispositif ne permet pas d'obtenir une cartographie détaillée de l'irradiation dans la zone soumise à examen.

Une autre technique permettant d'obtenir en temps réel la dose reçue par une zone soumise au rayonnement lors d'un examen consiste à retrouver cette zone par calcul à partir de la dose mesurée en sortie du dispositif d'émission de rayonnement. Cette méthode n'est cependant pas appropriée pour déterminer une cartographie de l'irradiation, car la

géométrie de l'irradiation n'est pas fixe.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients. A cet effet, on prévoit selon l'invention, un procédé de mesure en temps réel d'une dose  
5 de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant les étapes consistant à :

(a) détecter le rayonnement incident en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'au moins un  
10 premier faisceau de fibres optiques de mesure, contenant au moins une fibre placée dans ladite région à inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique,

(b) mesurer ledit signal lumineux en dehors de la  
15 région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

(c) déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux.

20 Grâce à ces dispositions, on obtient un signal représentatif du rayonnement transmis à travers chacune des fibres optiques et, en fonction de la localisation desdites fibres optiques, une cartographie de la dose de rayonnement transmise à la région à inspecter. Ce dosimètre est en outre  
25 radio-transparent, car les appareils de traitement du signal sont en dehors de la région à inspecter, ce qui permet au praticien d'intervenir sans être gêné par le dosimètre.

Dans des modes de réalisations préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à  
30 l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de l'étape (c), on détermine une position où est détecté le rayonnement radiologique le long de ladite fibre optique de mesure, et on calcule la dose de

rayonnement radiologique reçue en cette position en fonction d'au moins un paramètre spécifique  $F_k^0$  de cette fibre optique ;

5       - l'au moins un paramètre  $F_k^0$  a été obtenu par une étape préliminaire de calibration dans laquelle on a détecté en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'un détecteur de rayonnement non radio-transparent, une dose de rayonnement reçue en ce point ;

10       - l'étape (b) est effectuée à l'aide d'un dispositif de détection comprenant au moins une cellule, et le paramètre  $F_k^0$  prend en compte au moins la fibre optique et au moins une cellule du dispositif de détection associée à cette fibre ;

15       - le premier faisceau de fibres optiques de mesure s'étend dans une première direction et l'étape (a) est effectuée en outre à l'aide d'un deuxième faisceau de fibres optiques, contenant au moins une deuxième fibre optique de mesure, adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, et s'étendant le long  
20 d'une deuxième direction formant un angle avec la première direction ;

25       - les étapes (b) et (c) sont effectuées, pour au moins un point de recouvrement (i,j) entre une première fibre optique de mesure i du premier faisceau et une deuxième fibre optique de mesure j du deuxième faisceau, à partir du rayonnement détecté par au moins la première fibre optique i parmi les fibres du premier faisceau, du rayonnement détecté par la deuxième fibre optique j, et de la position de ce point de recouvrement (i,j) le long de la  
30 deuxième fibre optique j ;

      - les étapes (b) et (c) sont effectuées, pour au moins un point de recouvrement (i,j) entre une première fibre optique de mesure i du premier faisceau, et une

deuxième fibre optique de mesure  $j$  du deuxième faisceau, à partir du rayonnement détecté par au moins la deuxième fibre optique  $j$  parmi les fibres du deuxième faisceau, du rayonnement détecté par la première fibre optique  $i$ , et de la position de ce point de recouvrement  $(i,j)$  le long de la première fibre optique  $i$  ;

- le procédé comprend en outre l'étape (d) consistant à émettre un signal d'alarme si la dose cumulée de rayonnement reçue dépasse un seuil pré-établi ;

- le procédé comprend en outre l'étape (e) consistant à afficher sur un moniteur la dose de rayonnement reçue en au moins un point de la région à inspecter ;

- le procédé comprend en outre l'étape (f) consistant à détecter le rayonnement transmis par la région à inspecter et à afficher sur un moniteur l'image radiographique ainsi détectée ;

- l'image radiographique obtenue à l'étape (f) et l'image de la dose de rayonnement reçue obtenue à l'étape (e) sont affichées sur le même moniteur ;

- au moins les étapes (a), (b) et (c) sont répétées pour plusieurs points de la région à inspecter, permettant d'obtenir une cartographie de la dose reçue par la région à inspecter ;

- au moins les étapes (a), (b) et (c) sont répétées pour plusieurs intervalles de temps de mesure, permettant d'obtenir une variation temporelle de la dose reçue en au moins un point de la région à inspecter ;

- le rayonnement est généré par une source pulsée, et la répétition d'au moins les étapes (b) et (c) est synchronisée à cette source ;

- au moins les étapes (a), (b) et (c) sont effectuées pour au moins deux incidences de rayonnement, et les doses de rayonnement reçues déterminées à l'étape (c)

pour chacune des incidences sont utilisées conjointement.

Selon un autre aspect, l'invention concerne un dispositif de mesure en temps réel d'une dose de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à  
5 un flux de rayonnements radiologiques, comprenant :

. un dosimètre comprenant au moins un premier faisceau de fibres optiques de mesure, contenant au moins une fibre placée dans ladite région à inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un  
10 rayonnement radiologique, afin de détecter le rayonnement incident en au moins un point de la région à inspecter,

. des moyens pour mesurer ledit signal lumineux en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

15 . des moyens pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux.

Ce dispositif comporte également l'une et/ou l'autre des dispositions suivantes :

20 - le signal lumineux est transmis, jusqu'à un dispositif de détection utilisé pour le mesurer, le long de la fibre optique de mesure utilisée pour détecter le rayonnement, cette fibre comportant une première extrémité, et d'au moins une fibre optique claire s'étendant depuis une  
25 première extrémité de fibre claire reliée à la première extrémité de la fibre optique de mesure, jusqu'à une deuxième extrémité de fibre claire, disposée en regard du dispositif de détection, et les moyens pour déterminer la dose de rayonnement reçue en ledit point de ladite fibre  
30 optique de mesure comprennent une unité de commande contenant des paramètres spécifiques aux fibres optiques utilisées ;

- le premier faisceau de fibres est disposé le long

d'une première direction et le dosimètre comprend en outre un deuxième faisceau de fibres optiques, comprenant au moins une deuxième fibre optique de mesure, et disposé dans une deuxième direction formant un angle avec la première direction ;

- chaque fibre optique de mesure est comprise entre deux feuillets optiquement isolants ;

- chaque fibre optique de mesure est moulée dans une résine réfléchissante comprise entre deux feuillets optiquement isolants ;

- au moins un faisceau de fibres optiques est intégré dans une table.

Selon un autre aspect, l'invention concerne une installation radiologique comprenant :

- . un dosimètre comprenant au moins un faisceau comprenant au moins une fibre optique de mesure, placée dans une région à inspecter, et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, afin de détecter le rayonnement incident en au moins un point de ladite région à inspecter,

- . des moyens pour mesurer ledit signal lumineux en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

- . des moyens pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux, et comportant en outre

- . un générateur de rayonnement,

- . un détecteur radiographique, et

- . des moyens pour visualiser la dose de rayonnement reçue, ces moyens permettant de visualiser en outre des images radiographiques de la région à inspecter fournies par le détecteur radiographique.

Cette installation peut également comporter l'une



et/ou l'autre des dispositions suivantes :

- l'installation comprend en outre une table d'examen ;

5       - ledit au moins un faisceau de fibres optiques de mesure est intégré à la table d'examen ;

10       - l'installation comporte en outre au moins un dispositif supplémentaire, non intégré à la table d'examen, de mesure en temps réel d'une dose de rayonnements radiologiques absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant :

15       . au moins un premier faisceau supplémentaire comprenant au moins une première fibre optique supplémentaire de mesure, placée dans ladite région à inspecter, et adaptée pour générer un signal lumineux supplémentaire lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, pour détecter le rayonnement incident en au moins un point de ladite région à inspecter,

20       . des moyens supplémentaires pour mesurer ledit signal lumineux supplémentaire en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure supplémentaire, et

25       . des moyens supplémentaires pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure supplémentaire à partir dudit signal lumineux supplémentaire.

D'autres aspects, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description de plusieurs de ces modes de réalisations donnés à titre d'exemples non limitatifs.

30       L'invention sera également mieux comprise à l'aide des dessins, sur lesquels :

- la figure 1 représente un schéma de mise en œuvre du procédé selon l'invention,

- la figure 2 représente une vue éclatée en perspective d'un exemple de dosimètre selon l'invention,

- la figure 3 représente l'étape de transmission d'informations optiques selon l'invention,

5       - la figure 4 représente un premier mode de réalisation d'une installation mettant en œuvre le procédé selon l'invention, et

10       - la figure 5 représente un deuxième mode de réalisation d'une installation mettant en œuvre le procédé selon l'invention.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

15       Sur la figure 1, un dosimètre 1, de forme rectangulaire ou autre, comporte des premières fibres de mesure 2, dirigées le long d'une première direction X du dosimètre, et des deuxièmes fibres optiques de mesure 3, dirigées selon une deuxième direction Y du dosimètre. Chacune de ces fibres optiques de mesure 2, 3 comprend une première extrémité 5 reliée à une fibre claire 6, et une  
20       deuxième extrémité 4 obturée optiquement, ou réfléchissante. Chacune des fibres claires 6 s'étend d'une première extrémité 14 de fibre claire 6, où elle est reliée à la première extrémité 5 de la fibre de mesure 2, 3, à une deuxième extrémité 15 de fibre claire 6, où elle est en  
25       regard d'un détecteur 9. Il est possible de monter la deuxième extrémité 15 de chacune des fibres claires 6 dans un orifice 8 respectif d'un adaptateur 7, placé en regard du détecteur 9, afin d'assurer le placement de la fibre claire 6. Le détecteur 9 peut être, par exemple, un détecteur multi  
30       cellules dont chacune des cellules 10 est placée en regard d'un des orifices 8 de l'adaptateur 7. Si un rayonnement 11, issu d'une source de rayonnement 18, traverse une fibre optique de mesure 2, 3 orientée selon la première ou la

deuxième direction du dosimètre, un signal est transmis par cette fibre de mesure, puis par la fibre claire qui lui est liée, jusqu'au détecteur 9, éventuellement via les orifices 8 correspondants de l'adaptateur 7. En cas de signal faible, il peut être intéressant de rendre la deuxième extrémité 4 de la fibre optique de mesure 2, 3 réfléchissante. La fréquence des événements mesurée par le dispositif de détection permet de calculer la dose reçue par la fibre optique de mesure. La mesure d'un événement dans une première direction et du même événement selon une deuxième direction ne peuvent pas être mis en coïncidence pour évaluer en quel point cet événement a eu lieu, on préfère donc une méthode statistique telle que décrite plus loin.

Si on utilise un dispositif de détection multi canaux, tel qu'un photomultiplicateur multi anodes (MAPMT), on est confronté en outre à une importante dispersion en gain de ses voies. Le gain de chaque voie électronique associée au MAPMT peut avoir été préalablement ajusté (une fois pour toutes, ou de façon périodique, ou avant chaque utilisation, par exemple) de manière à uniformiser le niveau de signal d'un photoélectron en fixant un niveau de seuil de discrimination identique pour toutes les voies électroniques.

La figure 2 représente un premier mode de réalisation du dosimètre selon l'invention. Un premier ensemble de fibres optiques de mesure 2, de diamètre  $d_y$ , sont alignées le long d'une première direction de dosimètre X, avec un pas, par exemple constant, de  $L_y$ . Ces premières fibres optiques de mesure sont disposées entre deux feuillets d'un matériau 12, par exemple réfléchitif, servant à maintenir les fibres optiques. Ce composant ainsi formé, est à son tour disposé entre deux feuillets d'un matériau optiquement isolant 13. Cette opération est répétée, dans

une deuxième direction de dosimètre Y, pour les deuxièmes fibres optiques de mesure 3, de diamètre  $d_x$ , et espacées d'un pas  $L_x$ . Les deux composants ainsi formés sont alors superposés, par exemple de sorte que les premières fibres optiques de mesure et les deuxièmes fibres optiques de mesure forment entre elles un angle d'environ  $90^\circ$ . Comme représenté sur la figure 2, il est aussi possible d'enlever un des feuillets de matériau optiquement isolant 13 se situant entre les deux couches de fibres optiques de mesure. Le dosimètre ainsi constitué est totalement radio transparent, ce qui est une condition première d'utilisation d'un tel dosimètre, afin de ne pas gêner le praticien durant son intervention. Néanmoins, ces fibres de mesure ne sont pas nécessairement disposées dans deux plans séparés, et peuvent former par exemple un plan unique de fibres tissées.

La figure 3 représente le parcours de l'information optique depuis la détection par la fibre optique de mesure jusqu'au détecteur 9. Il est en particulier nécessaire de relier les fibres optiques de mesure 2, 3, en leur première extrémité 5, aux fibres claires 6 les prolongeant par exemple à l'aide de colle, ou tout autre moyen de liaison permettant de transmettre une information optique. La première extrémité 5 de chacune des fibres de mesure 2, 3, et la première extrémité 14 des fibres claires 6 sont polies et sont mises en regard l'une de l'autre pour être collées à l'aide d'une colle optique d'indice proche du matériau utilisé dans les fibres optiques. Afin d'assurer le parfait alignement des cœurs et des « claddings » durant le collage, les deux fibres peuvent être maintenues dans un tube en téflon ou autre matériau rigide, qui peut rester ensuite à demeure pour garantir la robustesse mécanique de la connexion optique. En la seconde extrémité 15 des fibres claires 6, au niveau de leur insertion dans les orifices 8

de l'adaptateur 7, on peut également polir et coller la surface de la deuxième extrémité 15 des fibres claires 6 émergentes afin d'assurer un couplage optique correct avec la fenêtre d'entrée plane du détecteur.

5           La deuxième extrémité 4 des fibres optiques de mesure 2, 3 peut être aussi reliée à une deuxième fibre optique claire 6, de façon similaire. Dans ce cas, bien sûr, la deuxième extrémité 4 des fibres optiques de mesure 2, 3 n'est ni obturée optiquement, ni réfléchissante. La deuxième  
10 extrémité 15 de ces deuxièmes fibres claires peut alors être placée en regard d'une cellule du détecteur 9, de la façon définie précédemment. Pour chaque fibre de mesure 2, 3 donnée, cette deuxième extrémité peut alternativement être  
15 mise à proximité de la deuxième extrémité 15 de la première fibre claire 16 qui est reliée en sa première extrémité 14 à la première extrémité 5 de la fibre optique 2, 3 donnée, de sorte que les signaux issus des première et deuxième fibres claires 6 reliées à la même fibre de mesure 2, 3 soient additionnés par le détecteur.

20           Il peut être nécessaire d'évaluer la dispersion de la réponse des voies de détection du dispositif. Si les caractéristiques des fibres de mesure 2, 3 et claires 6 sont garanties être peu dispersées, la reproductibilité de la qualité du collage optique entre elles est à étudier, de  
25 même que la dispersion des voies du dispositif de détection. Pour un flux de rayonnement donné, le taux de comptage pour chaque voie de détection est différent en fonction de :

- la dispersion intrinsèque entre les fibres de mesure 2, 3,
- 30       - la qualité du collage optique entre les fibres de mesure 2, 3 et claires 6,
- la qualité du "cladding" des fibres,
- la dispersion des voies du dispositif de détection

lorsqu'on utilise un dispositif de détection multicanaux.

Pour étalonner le dispositif selon l'invention, on soumet une partie connue 24 de chaque fibre de mesure 2, 3 par exemple située directement en amont de sa première  
5 extrémité 5 où la fibre de mesure 2, 3 est collée à la fibre claire 6, à un rayonnement issu d'une source de rayonnement sous une tension V et une intensité I, ce qui correspond directement à une valeur de la dose f connue, préalablement mesurée par des moyens classiques tels une chambre à  
10 ionisation (non radio-transparents). En mesurant la fréquence de comptage  $C_k^0$  en sortie du dispositif de détection, on peut ainsi établir une corrélation pour chaque fibre entre la dose reçue par la partie de détection 24 de chaque fibre de mesure k et la fréquence mesurée. Une fois  
15 la calibration effectuée, l'ensemble des valeurs de dose surfacique par unité de comptage  $F_k^0 = f / C_k^0 \cdot sc$ , correspondant à une fibre k donnée, ou à un ensemble fibre - voie de détecteur multi canal, est stocké dans une unité de commande 22. sc représente ici la surface équivalente de la fibre de  
20 détection. Selon le type de détecteur utilisé, on peut éventuellement relier l'énergie mesurée ou autre, plutôt que la fréquence de comptage, à la dose reçue. Ces opérations de calibration, effectuées lors de la conception de l'installation selon l'invention, peuvent par la suite  
25 n'être effectuées qu'occasionnellement; lors d'opérations de maintenance de cette installation par exemple.

De plus, la calibration de l'ensemble fibre optique et voie de détecteur peut être effectuée séparément en calibrant d'une part les fibres optiques en déplaçant en  
30 regard de chaque deuxième extrémité 15 de fibre claire 6 une cellule de détecteur unique, par exemple d'un détecteur mono-cellulaire. D'autre part, la calibration des voies du détecteur multi-cellulaire peut être effectuée séparément,

par exemple en faisant mesurer à chaque voie un signal donné connu. La valeur  $F_k^0$  de calibration d'un ensemble fibre optique et voie de détecteur est alors obtenue en combinant la valeur obtenue pour une fibre seule et la valeur obtenue  
5 séparément pour la voie en regard du détecteur. Cette approche permet, par exemple, de remplacer, lors de l'utilisation, l'un ou l'autre de ces deux équipements, s'il s'avérait défectueux, sans savoir à remplacer les deux.

Les fibres de mesure 2, 3 ayant des caractéristiques  
10 connues, si on sait que la dose de rayonnement a été reçue à une distance  $d$  de la partie de détection 24 de la fibre de mesure  $k$  le long de cette fibre, on peut retrouver le comptage qu'on aurait mesuré si la détection avait été effectuée en cette partie de détection 24, à partir du  
15 comptage mesuré en sortie du détecteur, à l'aide de la longueur d'atténuation  $\lambda_{att}$  des fibres de mesure par la formule suivante :

$$C_k^d = C_k^0 e^{-\left(\frac{d}{\lambda_{att}}\right)}.$$

La figure 4 représente un mode de réalisation  
20 d'une installation mettant en œuvre le procédé selon l'invention. Le dosimètre 1 est constitué de deux plans croisés de 32 fibres scintillantes de 1 mm de diamètre, tissées au pas de 10 mm, couvrant ainsi une surface de détection d'environ 310x310 mm<sup>2</sup>. Le pas est représentatif de  
25 la résolution de la cartographie de la dose obtenue, et la surface de détection choisie est représentative des zones d'investigation dans ce type d'applications, ces deux paramètres pouvant bien évidemment être modifiés. Les fibres scintillantes 2, 3 utilisées dans le dosimètre sont en  
30 polystyrène dopé et à double « cladding ». Par exemple on peut utiliser des fibres Polifi 02 44-100 « bleues » (POL-HI-TECH, Italie) de spectre d'émission centré sur 438

nanomètres (nm), de longueur d'atténuation moyenne 500 mm, et de temps de décroissance 2, 3 nanosecondes (ns). Il est également possible d'utiliser des fibres scintillantes Y11 (175) MJ non S « vertes » (Kuraray, Japon) de spectre d'émission centré sur 500 nm, de longueur d'atténuation moyenne 900 mm, et de temps de décroissance 7,1 ns, ou tout autre type de fibre de mesure rapide, polystyrène ou non. Dans ce type d'application, le polystyrène se justifie par sa densité proche de la densité du derme, et par sa grande flexibilité. Le composant 12 est ici du mylar de densité 1,35g/cm<sup>3</sup>, et composé de feuillets d'épaisseur 0,045 mm. Le composant optiquement isolant 13 est ici du polycarbonate noir, de densité 1,2 g/cm<sup>3</sup>, et constitué de feuillets d'épaisseur 0,015 mm. Une colle époxy est utilisée pour relier entre eux les fibres optiques de mesure 2, 3 et les feuillets 12 et 13. L'épaisseur totale du détecteur ainsi formé est d'environ 2,4 mm.

Pour obtenir une plus grande flexibilité du dosimètre, et évaluer la dose de rayonnements reçue par des régions à fort rayon de courbure, on peut utiliser des fibres de mesure 2, 3, de diamètre inférieur, et par conséquent des fibres claires 6 de taille correspondante et des orifices 8 correspondants de l'adaptateur 7. Plutôt que d'être collées entre des feuillets, les fibres de mesure 2, 3 peuvent aussi alternativement être incorporées dans un moulage par exemple en résine noire.

Chaque fibre optique de mesure 2, 3, mesure environ 310 mm de longueur, et est collée à une fibre claire en polystyrène, par exemple de type Kurakay simple « cladding », de longueur environ 1400 mm, de diamètre environ 1 mm, les première extrémité 5 de ces fibres de mesure 2, 3 et première extrémité 14 de ces fibres claires 6 ayant été préalablement polies, avec du papier abrasif tout



d'abord de granularité 600P, puis 1200P. Les fibres claires 6, qui sont longues, peuvent par exemple être aussi des fibres en quartz possédant un meilleur taux de transmission, des fibres en PMMA (Poly Méthyl Métacrilate) ou autre. On utilise ici une seule fibre claire 6 par fibre de mesure 2, 3, mais on pourrait alternativement relier chaque fibre de mesure 2, 3 à une fibre claire en chacune de ses extrémités 4, 5, comme expliqué précédemment. Les extrémités libres des 64 fibres claires sont regroupées sur un adaptateur, qui est une pièce mécanique en plastique noir percée de 64 trous, de diamètre environ 1,05 mm au pas de 2,3 mm. On peut ainsi obtenir une matrice 8x8 de fibres claires 6 placées en regard des cellules 10 du détecteur 9, qui est ici un photo multiplicateur MAPMT 64 voies Hamamatsu H7546 MOD. Ce détecteur a une fenêtre d'entrée d'environ 20x20 mm<sup>2</sup>. Pour réaliser l'étanchéité à la lumière des fibres claires 6, si celles-ci ne sont pas isolées optiquement, on peut les envelopper dans un gainage en polycarbonate noir, ou en polyéthylène noir, ou équivalent. Dans ce cas, chaque fibre peut avoir un diamètre inférieur à celui de la fibre scintillante 2,3, associée de sorte que l'ensemble fibre claire et gaine présente un diamètre de l'ordre de celui de la fibre scintillante associée. Le détecteur MAPMT est équipé d'une électronique analogique intégrée (2 chips de 32 voies) ayant une sensibilité au niveau de la fraction de photoélectron. Chaque voie électronique comporte un discriminateur à seuil programmable fournissant un signal digital exploité par comptage jusqu'à une fréquence de 10 MHz.

Le dosimètre 1 souple et étanche à la lumière est destiné à être placé sur le corps de la personne à examiner. Sur la figure 4, le dosimètre est ainsi placé sous le corps du patient, entre la source de rayonnement 18 et le patient

16. Le dosimètre est placé en regard de la face d'entrée du faisceau 11 de rayonnement, par exemple de rayons X, produits par un tube 18 situé sur un arceau mobile non représenté. Le faisceau de rayons X émis peut être émis de façon pulsée, auquel cas on peut synchroniser le dispositif de détection en effectuant la détection pour chaque pulsation de rayons X, et les calculs entre deux pulsations données. Par exemple, lors d'un examen en radiologie interventionnelle réalisé avec un appareil à rayons X et fonctionnant en mode pulsé, de durée d'impulsion environ 7 ms répétées toutes les 40 ms, la fourniture au détecteur d'un signal synchrone et de même durée que l'impulsion de rayons X, permet de déclencher le comptage sur les fibres durant l'exposition. Le temps disponible entre les prises de données (et les irradiations) est alors dévolu à la lecture des registres de comptage individuels, au stockage des données, au calcul de la dose surfacique reçue en chaque point (i, j) du dosimètre et donc de l'organe irradié, et à la mise à jour de l'affichage.

Si le faisceau de rayons X est émis de façon continue, on peut effectuer quand même la détection pendant un temps  $t_d$  et les calculs pendant un temps  $t_c$  de manière périodique, de période  $T = t_d + t_c$ , et calculer la radiation totale en rapportant la dose reçue calculée pendant la durée  $t_d$  à la dose reçue pendant la durée  $T$ , par exemple par une simple règle de proportionnalité.

Le faisceau de rayons X transmis peut de plus être détecté par un détecteur 19 qui transmet l'information radiologique à une unité centrale 22. De plus, la dose traversant chaque fibre de mesure 2, 3 du dosimètre 1, et donc atteignant l'objet à examiner, est transformée en une information optique véhiculée par l'intermédiaire des fibres claires 6 jusqu'au détecteur multi canal 9. Les signaux

provenant du photomultiplicateur MAPMT sont ici traités par deux circuits intégrés de 32 voies chacun. Après mise en forme des signaux, ce circuit est capable de fournir de façon séquentielle (voie après voie) la charge récoltée sur chaque anode du MAPMT par un signal dont l'amplitude est proportionnelle à cette charge, et donc, à partir des valeurs de calibration  $F_k^0$  stockées dans l'unité de commande 22, au rayonnement détecté. Ce signal de sortie est numérisé par un ADC (analog to digital converter), par exemple contenu dans l'unité centrale 22, pour fournir une information affichable sur le moniteur 20. Le circuit fournit également un signal logique activé à l'occurrence de chaque photoélectron produit à la photo cathode du MAPMT. La mesure de la fréquence de ce signal logique permet de mesurer l'activité de chaque voie et par conséquent la quantité de rayonnement captée par chacune des fibres optiques de mesure 2, disposées en lignes selon une première direction de dosimètre et des fibres optiques de mesure 3 disposées en colonne selon une deuxième direction de dosimètre. Ce signal logique étant la somme de signaux attachés à chaque voie, on peut mesurer individuellement l'activité d'une fibre optique de mesure 2, 3 sélectionnée en inhibant toutes les voies sauf celle sélectionnée de façon à ne conserver que la fréquence correspondant à la fibre optique de mesure sélectionnée. Cette même opération est par la suite réalisée pour chacune des voies, ce qui conduit à la mesure individuelle de la dose reçue par chaque fibre.

Alternativement, on peut associer un signal logique à chaque voie, ce qui permet la mesure simultanée du comptage sur les 32 voies à chaque impulsion du faisceau X.

A partir des fréquences  $L_i$  et  $C_j$  mesurées respectivement par la ligne  $i$  et la colonne  $j$  du dosimètre,

on obtient une première estimation de la dose  $D_{ij}$  surfacique reçue au point de coordonnées (i, j) du dosimètre par la formule suivante:

$$D_{ij} = \frac{L_i}{F_i^0} * \frac{C_j}{\sum C_k} * e^{\frac{d_{ij}}{\lambda_{au}}}$$

5 où  $d_{ij}$  est la distance de la fibre j par rapport à la première extrémité de la fibre i.

Par symétrie, on peut obtenir une deuxième estimation de la dose surfacique  $D_{ij}$  reçue au même point par la formule suivante :

10 
$$D_{ij} = \frac{C_j}{F_j^0} * \frac{L_i}{\sum L_k} * e^{\frac{d_{ji}}{\lambda_{au}}}$$

où  $d_{ji}$  représente la distance de la fibre i par rapport à la première extrémité de la fibre j.

Bien entendu, durant une mesure, la somme sur toutes les lignes des comptages mesurés et la somme sur toutes les  
15 colonnes des comptages mesurés sont égales et correspondent à l'intensité totale.

On peut utiliser l'une, l'autre, ou une moyenne pondérée de ces deux valeurs pour estimer la dose surfacique reçue au point (i, j) considéré. Les valeurs calculées sont  
20 ensuite représentées sur le moniteur 20, ceci à une vitesse suffisamment élevée pour assurer un rafraîchissement rapide des données sur le moniteur 20. De plus, l'obtention de la dose cutanée surfacique  $D_{ij}$  étant calculée de deux manières différentes, un contrôle de la fiabilité des mesures, et  
25 d'une éventuelle défaillance du dosimètre, peut être effectué en comparant ces deux valeurs. Si par la suite, on souhaite utiliser dans une des directions du dosimètre des fibres de mesure de meilleure qualité, en gardant des fibres de mesure de qualité inférieure dans la deuxième direction,  
30 afin de ne pas augmenter les coûts de production de manière

significative, on peut pondérer le résultat obtenu par le calcul effectué à partir de la mesure de fréquence obtenue à l'issue de la fibre la plus performante, afin que ce nombre soit prépondérant dans le résultat obtenu.

5           Le comptage de la fréquence du signal logique (directement lié à la dose reçue par chaque fibre optique de mesure) est réalisé dans un circuit de type FPGA (Field Programmable Gate Array). Un processeur DSP (Digital Signal Processor) assure les opérations suivantes :

- 10           - gestion de la haute tension du MAPMT, générée localement par un module compact Hamamatsu CA 4900-01,  
              - configuration des circuits intégrés,  
              - lecture de la température du boîtier, et  
              - communication avec l'unité de commande.

15           Cette communication avec l'unité de commande 22 consiste à remonter régulièrement les données de comptage de manière à rafraîchir l'affichage du moniteur 20, de permettre à l'utilisateur 21 de définir les paramètres de fonctionnement, tels que le mode d'utilisation, la tension  
20           du MAPMT, le niveau de sensibilité des cartes électroniques ou autres.

          Il est ainsi possible à l'utilisateur 21 de suivre en temps réel sur le moniteur 20 la cartographie de la dose cutanée de rayonnement, en tant que dose cumulée ou que  
25           débit instantané pour chaque zone exposée. L'unité de commande 22 ou l'utilisateur 21 pourront alors prendre en compte les informations affichées par le moniteur 20 pour la suite de la thérapie. Si la dose de rayonnement cutané cumulée en une région ou sur toute l'étendue d'irradiation  
30           dépasse un certain seuil pré-établi, l'unité de commande pourra ainsi par exemple déclencher une alarme. Au cours de l'opération, le faisceau de rayons X 11 pourra éventuellement être réorienté ou déplacé par l'utilisateur

21, par exemple en cas de mouvement de la personne à examiner 16 sur la table d'examen 23. Ce mouvement peut être transmis automatiquement à l'unité centrale 22, ou entré comme paramètre par l'utilisateur 21. En cas de déplacement important, il peut en effet être nécessaire de modifier les paramètres propres à chaque fibre optique de mesure 2, 3, qui peuvent n'avoir été calibrées que pour un ensemble de positions donné de la source de rayonnements.

De plus, les doses de rayonnement reçues pourront être couplées à une base de données permettant un suivi à long terme de la personne à examiner, et une étude des éventuels effets de son exposition aux rayonnements, avec un repérage précis de la zone irradiée par rapport à l'anatomie de la personne à examiner, lors de chaque opération.

La figure 5 représente un deuxième mode de réalisation d'une installation mettant en œuvre le procédé selon l'invention. Il est ici prévu que le dosimètre 1 soit incorporé dans la table d'examen 23, afin de couvrir toutes les incidences postéro antérieures de rayons X auxquels la personne à examiner pourrait être soumise. Le pas des fibres de mesure 2, 3 pourra éventuellement être adapté. On peut ainsi intégrer dans la table d'examen plusieurs dosimètres situés en regard des parties du corps les plus investiguées, et reliées conjointement ou successivement à un même dispositif de détection. Un tel dosimètre « corps entier », intégré à la table d'examen et couvrant la quasi-totalité de sa surface peut être utilisé seul ou couplé à des dosimètres « de surface » additionnels non intégrés et utilisés tels que représentés dans la figure 4. Un tel dispositif pourrait être intéressant dans les domaines de la radiologie interventionnelle et en tomographie conventionnelle ou interventionnelle. Une telle table d'examen 23 pourra contenir plusieurs logements susceptibles de recevoir

simultanément ou successivement des dosimètres intégrés.

REVENDICATIONS

1. Procédé de mesure en temps réel d'une dose de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant les étapes consistant à :

(a) détecter le rayonnement incident en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'au moins un premier faisceau de fibres optiques de mesure (2), contenant au moins une fibre placée dans ladite région à inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique,

(b) mesurer ledit signal lumineux en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

(c) déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de l'étape (c), on détermine une position où est détecté le rayonnement radiologique le long de ladite fibre optique de mesure (2), et on calcule la dose de rayonnement radiologique reçue en cette position en fonction d'au moins un paramètre spécifique  $F_k^0$  de cette fibre optique.

3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel l'au moins un paramètre  $F_k^0$  a été obtenu par une étape préliminaire de calibration dans laquelle on a détecté en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'un détecteur de rayonnement non radio-transparent, une dose de rayonnement reçue en ce point.

4. Procédé selon la revendication 2 ou la revendication 3 dans lequel l'étape (b) est effectuée à l'aide d'un dispositif de détection comprenant au moins une cellule, et dans lequel le paramètre  $F_k^0$  prend en compte au



moins la fibre optique et au moins une cellule du dispositif de détection associée à cette fibre.

5           5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le premier faisceau de fibres optiques de mesure s'étend dans une première direction et dans lequel l'étape (a) est effectuée en outre à l'aide d'un deuxième faisceau de fibres optiques, contenant au moins une deuxième fibre optique de mesure (3), adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit  
10 un rayonnement radiologique, et s'étendant le long d'une deuxième direction formant un angle avec la première direction.

          6. Procédé selon la revendication 5 dans lequel les étapes (b) et (c) sont effectuées, pour au moins un  
15 point de recouvrement (i,j) entre une première fibre optique de mesure i du premier faisceau (2) et une deuxième fibre optique de mesure j du deuxième faisceau (3), à partir du rayonnement détecté par au moins la première fibre optique i (2) parmi les fibres du premier faisceau, du rayonnement  
20 détecté par la deuxième fibre optique j (3), et de la position de ce point de recouvrement (i,j) le long de la deuxième fibre optique j.

          7. Procédé selon la revendication 5 ou la revendication 6, dans lequel les étapes (b) et (c) sont effectuées, pour au moins un point de recouvrement (i,j)  
25 entre une première fibre optique de mesure i du premier faisceau (2), et une deuxième fibre optique de mesure j du deuxième faisceau (3), à partir du rayonnement détecté par au moins la deuxième fibre optique j (3) parmi les fibres du deuxième faisceau, du rayonnement détecté par la première  
30 fibre optique i (2), et de la position de ce point de recouvrement (i,j) le long de la première fibre optique i.

          8. Procédé selon l'une quelconque des

revendications précédentes comprenant en outre l'étape (d) consistant à émettre un signal d'alarme si la dose cumulée de rayonnement reçue dépasse un seuil pré-établi.

5 9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes comprenant en outre l'étape (e) consistant à afficher sur un moniteur (20) la dose de rayonnement reçue en au moins un point de la région à inspecter.

10 10. Procédé selon la revendication 9 comprenant en outre l'étape (f) consistant à détecter le rayonnement transmis par la région à inspecter et à afficher sur un moniteur (20) l'image radiographique ainsi détectée.

15 11. Procédé selon la revendication 10, dans lequel l'image radiographique obtenue à l'étape (f) et l'image de la dose de rayonnement reçue obtenue à l'étape (e) sont affichées sur le même moniteur (20).

20 12. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au moins les étapes (a), (b) et (c) sont répétées pour plusieurs points de la région à inspecter, permettant d'obtenir une cartographie de la dose reçue par la région à inspecter.

25 13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au moins les étapes (a), (b) et (c) sont répétées pour plusieurs intervalles de temps de mesure, permettant d'obtenir une variation temporelle de la dose reçue en au moins un point de la région à inspecter.

30 14. Procédé selon la revendication 13, dans lequel le rayonnement est généré par une source pulsée (18), et la répétition d'au moins les étapes (b) et (c) est synchronisée à cette source.

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au moins les étapes

(a), (b) et (c) sont effectuées pour au moins deux incidences de rayonnement, et où les doses de rayonnement reçues déterminées à l'étape (c) pour chacune des incidences sont utilisées conjointement.

5           16. Dispositif de mesure en temps réel d'une dose de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant :

10           . un dosimètre comprenant au moins un premier faisceau de fibres optiques de mesure (2), contenant au moins une fibre placée dans ladite région à inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, afin de détecter le rayonnement incident en au moins un point de la région à inspecter,

15           . des moyens pour mesurer ledit signal lumineux en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

20           . des moyens pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux.

25           17. Dispositif selon la revendication 16 dans lequel le signal lumineux est transmis, jusqu'à un dispositif de détection (9) utilisé pour le mesurer, le long de la fibre optique de mesure (2) utilisée pour détecter le rayonnement, cette fibre (2) comportant une première extrémité (5), et d'au moins une fibre optique claire (6) s'étendant depuis une première extrémité (14) de fibre claire reliée à la première extrémité (5) de la fibre optique de mesure (2), jusqu'à une deuxième extrémité (15) de fibre claire, disposée en regard du dispositif de  
30           détection (9), et dans lequel les moyens pour déterminer la dose de rayonnement reçue en ledit point de ladite fibre optique de mesure comprennent une unité de commande (22)

contenant des paramètres spécifiques aux fibres optiques utilisées.

18. Dispositif selon la revendication 16 ou 17 dans lequel le premier faisceau de fibres est disposé le long d'une première direction et dans lequel le dosimètre comprend en outre un deuxième faisceau de fibres optiques, comprenant au moins une deuxième fibre optique de mesure (3), et disposé dans une deuxième direction formant un angle avec la première direction.

19. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 16 à 18, dans lequel chaque fibre optique de mesure (2, 3) est comprise entre deux feuillets optiquement isolants (13).

20. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 16 à 18 dans lequel chaque fibre optique de mesure (2, 3) est moulée dans une résine réfléchive comprise entre deux feuillets optiquement isolants (13).

21. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 16 à 20, dans lequel au moins un faisceau de fibres optiques est intégré dans une table.

22. Installation radiologique comprenant :

. un dosimètre comprenant au moins un faisceau comprenant au moins une fibre optique de mesure (2, 3), placée dans une région à inspecter, et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, afin de détecter le rayonnement incident en au moins un point de ladite région à inspecter,

. des moyens pour mesurer ledit signal lumineux en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure, et

. des moyens pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure à partir dudit signal lumineux, et comportant en outre

. un générateur de rayonnement (18),  
. un détecteur radiographique (19), et  
. des moyens (20) pour visualiser la dose de rayonnement reçue, ces moyens permettant de visualiser en outre des images radiographiques de la région à inspecter fournies par le détecteur radiographique (19).

23. Installation selon la revendication 22 comprenant en outre une table d'examen (23).

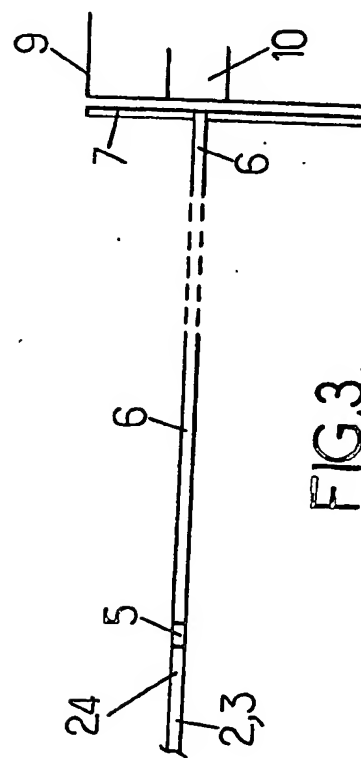
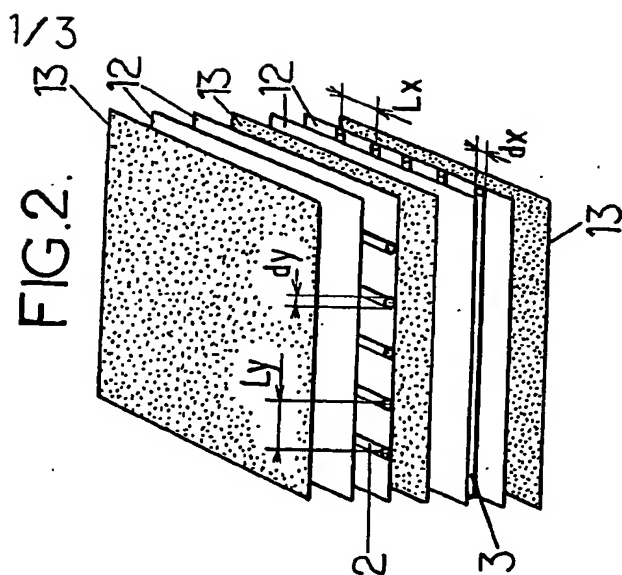
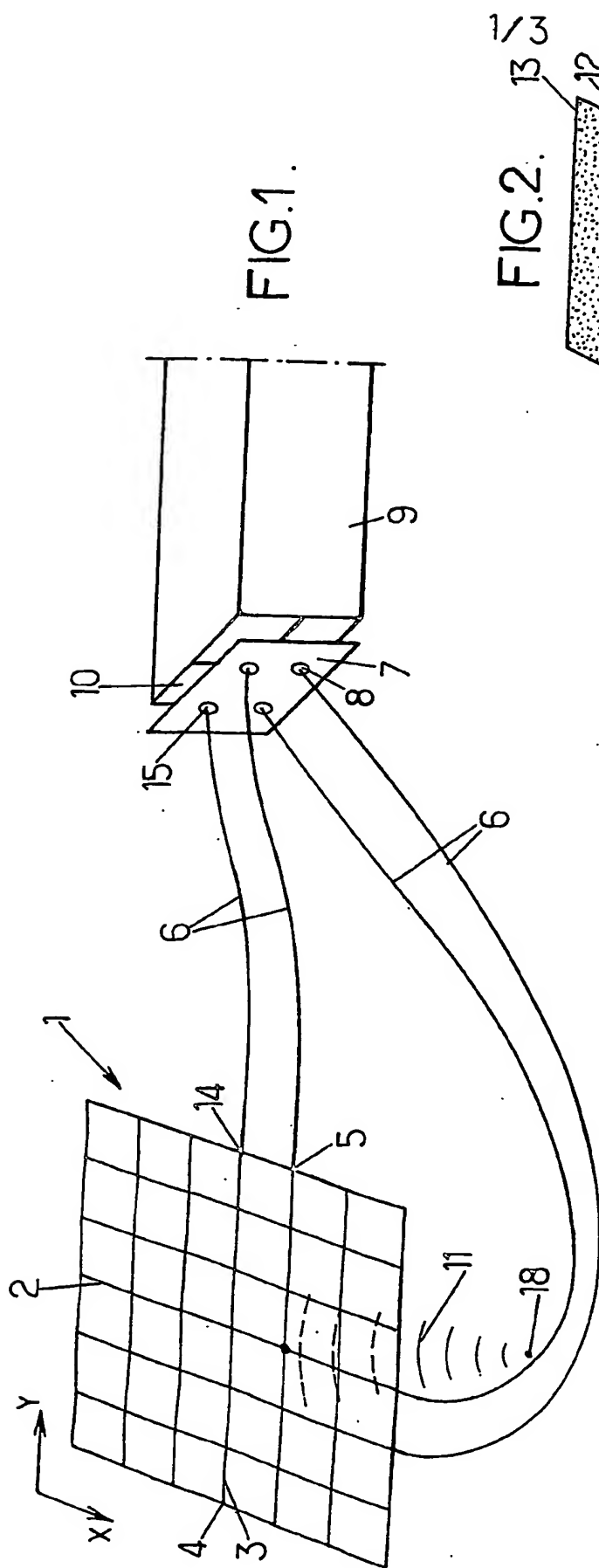
24. Installation selon la revendication 23, dans laquelle ledit au moins un faisceau de fibres optiques de mesure est intégré à la table d'examen (23).

25. Installation selon la revendication 24, comportant en outre au moins un dispositif supplémentaire, non intégré à la table d'examen (23), de mesure en temps réel d'une dose de rayonnements radiologiques absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant :

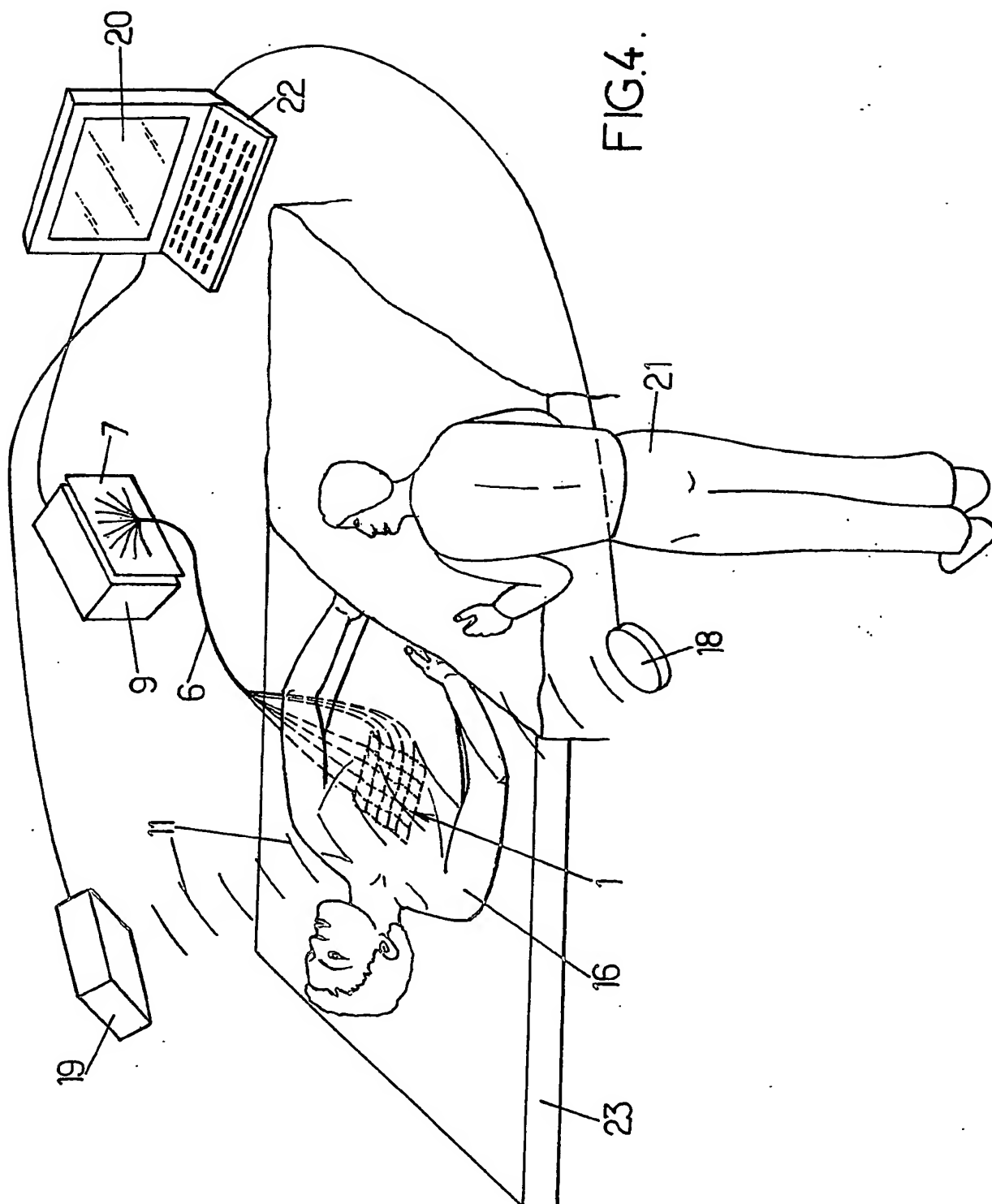
. au moins un premier faisceau supplémentaire comprenant au moins une première fibre optique supplémentaire de mesure (2, 3), placée dans ladite région à inspecter, et adaptée pour générer un signal lumineux supplémentaire lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, pour détecter le rayonnement incident en au moins un point de ladite région à inspecter,

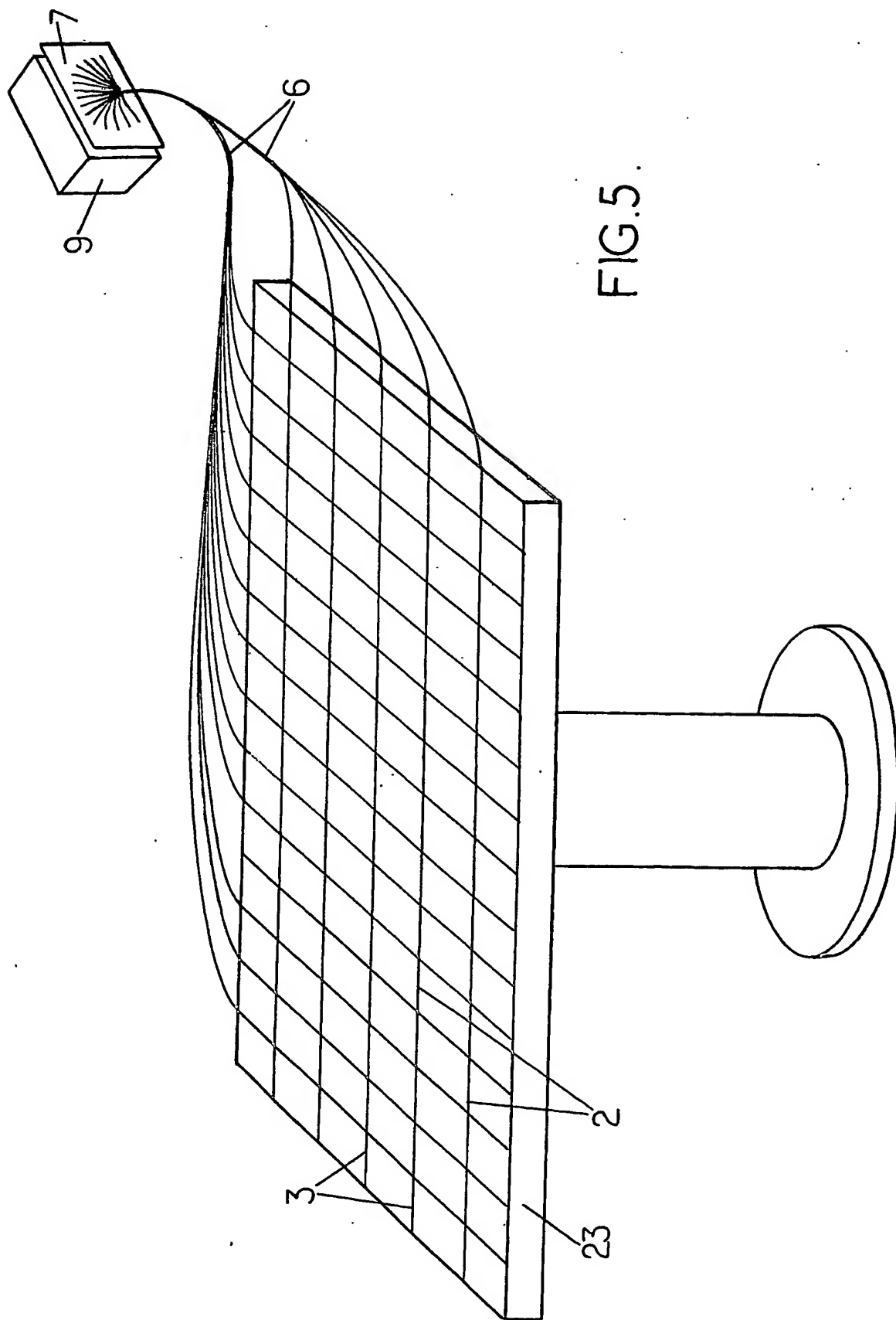
. des moyens supplémentaires pour mesurer ledit signal lumineux supplémentaire en dehors de la région à inspecter après transmission le long de la fibre optique de mesure supplémentaire, et

. des moyens supplémentaires pour déterminer la dose de rayonnement radiologique reçue par ladite fibre optique de mesure supplémentaire à partir dudit signal lumineux supplémentaire.



2/3







(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
19 août 2004 (19.08.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2004/070420 A3**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **G01T 5/08**

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2004/000005

(22) Date de dépôt international : 6 janvier 2004 (06.01.2004)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
03/00100 7 janvier 2003 (07.01.2003) FR

(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) :  
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE -CNRS-** [FR/FR]; 3, rue Michel Ange,

F-75013 Paris (FR). **UNIVERSITE LOUIS PASTEUR** [FR/FR]; 4, rue Blaise Pascal, F-67000 Strasbourg (FR). **HOPITAUX UNIVERSITAIRES DE STRASBOURG** [FR/FR]; 1, place de L'Hôpital, B.P. 426, F-67091 Strasbourg Cedex (FR).

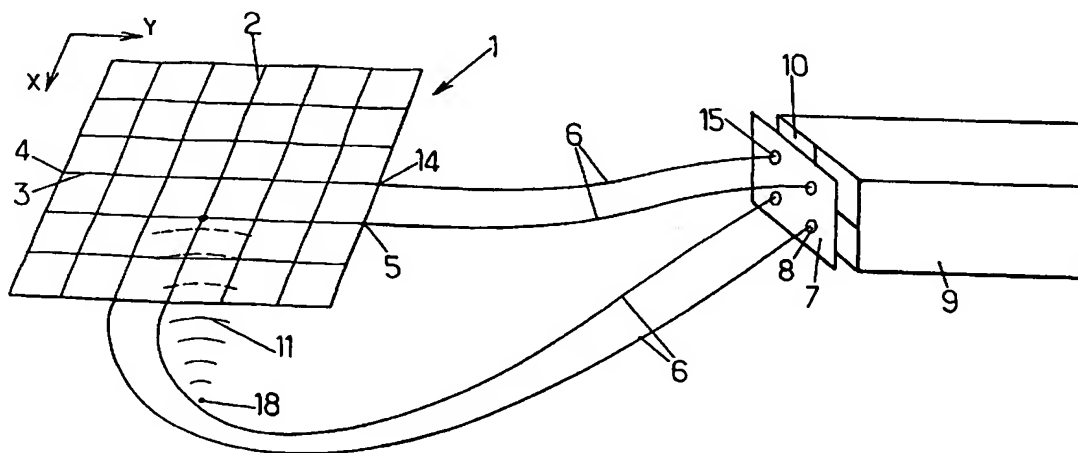
(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **GUYONNET, Jean-Louis** [FR/FR]; 4, rue des Lilas, F-67120 Soultz-Les-Bains (FR). **CAILLERET, Josian** [FR/FR]; 11, rue des Cerisiers, F-67204 Achenheim (FR). **MERTZ, Luc** [FR/FR]; 27, rue des Manteaux Rouges, F-67270 Hochfelden (FR). **STAUB, Denis** [FR/FR]; 13, rue Curie, F-67200 Strasbourg (FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: RADIO-TRANSPARENT REAL-TIME DOSIMETER FOR INTERVENTIONAL RADIOLOGICAL PROCEDURES

(54) Titre : DOSIMETRE TEMPS REEL RADIO-TRANSPARENT POUR LES PROCEDURES RADIOLOGIQUES INTERVENTIONNELLES



(57) Abstract: A method for real-time measurement of a dose of radiological radiation absorbed by a region to be inspected and which is subjected to a flow of radiological radiation. Said method comprises the following steps consisting in (a) detecting the incident radiation (11) incident at at least one point of the region to be inspected with the aid of at least one first measuring fiber optic beam (2) containing at least one fiber placed in said region to be inspected and adapted in such a way that it can generate a light signal when it receives radiological radiation; (b) measuring said light signal outside the region to be inspected after transmission along the measuring fiber optic; and (c) determining the dose of radiological radiation received by said measuring fiber optic from the light signal.

(57) Abrégé : Procédé de mesure en temps réel d'une dose de rayonnement radiologique absorbée par une région à inspecter soumise à un flux de rayonnements radiologiques, comprenant les étapes consistant à (a) détecter le rayonnement (il) incident en au moins un point de la région à inspecter à l'aide d'au moins un premier faisceau de fibres optiques de mesure (2), contenant au moins inspecter et adaptée pour générer un signal lumineux lorsqu'elle reçoit un rayonnement radiologique, (b) mesurer ledit signal lumineux

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/070420 A3



(74) Mandataires : BURBAUD, Eric. etc.; Cabinet Plasseraud, 65/67, rue de la Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Déclaration en vertu de la règle 4.17 :**

— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv) pour US seulement

**Publiée :**

— avec rapport de recherche internationale  
— avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI

(88) Date de publication du rapport de recherche internationale:

16 décembre 2004

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PC/FR2004/000005

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 G01T5/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 G01T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ, WPI Data

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	DE 101 35 092 A (HAHN MEITNER INST BERLIN GMBH) 30 January 2003 (2003-01-30) abstract	1,5-7, 16-18
A,P	column 1, line 14 - line 20 column 6, line 63 - column 7, line 11; figure 4	14,22
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 015, no. 309 (P-1235), 7 August 1991 (1991-08-07) -& JP 03 108687 A (MITSUBISHI ATOM POWER IND INC), 8 May 1991 (1991-05-08) abstract	1,5,9, 12,16,18
A		19,22
A	FR 2 582 100 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 21 November 1986 (1986-11-21)  page 8, line 11 - page 9, line 3; figure 1  -/--	1,5-7, 10, 16-18,22

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

\*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

\*E\* earlier document but published on or after the international filing date

\*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

\*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

\*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 October 2004

Date of mailing of the international search report

05/11/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Anderson, A

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/FR2004/000005

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 973 845 A (MASTRIPPOLITO ROLAND ET AL) 27 November 1990 (1990-11-27) abstract; figure 1	1
A	DE 196 27 659 C (SIEMENS AG) 8 January 1998 (1998-01-08) abstract; figure 1	23
A	WO 00/62092 A (US NAVY) 19 October 2000 (2000-10-19) cited in the application	

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/FR2004/000005

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
DE 10135092	A	30-01-2003	DE	10135092 A1	30-01-2003
			DE	20121715 U1	27-03-2003
JP 03108687	A	08-05-1991	JP	2851319 B2	27-01-1999
FR 2582100	A	21-11-1986	FR	2582100 A1	21-11-1986
US 4973845	A	27-11-1990	FR	2625330 A1	30-06-1989
			AT	70368 T	15-12-1991
			DE	3866863 D1	23-01-1992
			EP	0323324 A1	05-07-1989
			JP	2008775 A	12-01-1990
DE 19627659	C	08-01-1998	DE	19627659 C1	08-01-1998
WO 0062092	A	19-10-2000	US	6087666 A	11-07-2000
			WO	0062092 A1	19-10-2000

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No  
PCT/FR2004/000005

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 G01T5/08

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
CIB 7 G01T

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)  
EPO-Internal, PAJ, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X,P	DE 101 35 092 A (HAHN MEITNER INST BERLIN GMBH) 30 janvier 2003 (2003-01-30) abrégé	1,5-7, 16-18
A,P	colonne 1, ligne 14 - ligne 20 colonne 6, ligne 63 - colonne 7, ligne 11; figure 4	14,22
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 015, no. 309 (P-1235), 7 août 1991 (1991-08-07) -& JP 03 108687 A (MITSUBISHI ATOM POWER IND INC), 8 mai 1991 (1991-05-08) abrégé	1,5,9, 12,16,18
A		19,22
	----- -/--	

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

- \*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- \*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- \*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- \*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- \*Z\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

21 octobre 2004

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

05/11/2004

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Anderson, A

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No  
PCT/FR2004/000005

## C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	FR 2 582 100 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 21 novembre 1986 (1986-11-21)  page 8, ligne 11 - page 9, ligne 3; figure 1	1,5-7, 10, 16-18,22
A	----- US 4 973 845 A (MASTRIPPOLITO ROLAND ET AL) 27 novembre 1990 (1990-11-27) abrégé; figure 1	1
A	----- DE 196 27 659 C (SIEMENS AG) 8 janvier 1998 (1998-01-08) abrégé; figure 1	23
A	----- WO 00/62092 A (US NAVY) 19 octobre 2000 (2000-10-19) cité dans la demande	

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs

à membres de familles de brevets

Demande Internationale No

PCT/FR2004/000005

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
DE 10135092	A	30-01-2003	DE 10135092 A1	30-01-2003
			DE 20121715 U1	27-03-2003
JP 03108687	A	08-05-1991	JP 2851319 B2	27-01-1999
FR 2582100	A	21-11-1986	FR 2582100 A1	21-11-1986
US 4973845	A	27-11-1990	FR 2625330 A1	30-06-1989
			AT 70368 T	15-12-1991
			DE 3866863 D1	23-01-1992
			EP 0323324 A1	05-07-1989
			JP 2008775 A	12-01-1990
DE 19627659	C	08-01-1998	DE 19627659 C1	08-01-1998
WO 0062092	A	19-10-2000	US 6087666 A	11-07-2000
			WO 0062092 A1	19-10-2000